

# SPECT 投影データを用いた脳ファントムの減弱補正

松本 圭一 小村 拓夢 金城 由門  
竹内健太郎 柄本 和輝 遠藤 啓吾  
京都医療科学大学医療科学部放射線技術学科

## A Method for Attenuation Correction of Brain Phantom Using SPECT Projection Data

Keiichi MATSUMOTO, Takumu OMURA, Yoshito KINJYO,  
Kentarō TAKEUCHI, Kazuki TSUKAMOTO and Keigo ENDO

Department of Radiological Technology, Faculty of Medical Science, Kyoto College of Medical Science  
(article received : May 1 2020)

**Key words :** Standard brain SPECT images, Attenuation correction, Hoffman 3D brain phantom,  
Attenuation coefficient, Sinogram

### 1. 緒 言

単光子放出コンピュータ断層撮影 (SPECT) 装置は、単一光子 ( $\gamma$ 線) を放出する放射性医薬品を体内に投与し、体内から放出される  $\gamma$ 線を体外測定することで体内放射性医薬品の分布を3次元的に画像化する装置である。SPECT 装置は、CT 装置では得られない組織の血流や代謝などの機能情報を得ることができるため、脳血管障害や虚血性心疾患の診断に広く用いられている<sup>1)</sup>。体内に分布した放射性医薬品から放出される  $\gamma$ 線は体外測定されるまでに体内組織と相互作用を起こすため定量性が劣化する。一般に SPECT 装置では均一な吸収体と仮定した方法で、X線 CT 組合せ型 (SPECT/CT) 装置では X線 CT 法で定量性の改善を目的に減弱補正が行われる。SPECT/CT 装置は減弱補正に加えて CT が得意とする形態情報を付加できるため画像診断精度も向上するが、2020年1月1日現在の本邦における SPECT/CT 装置と SPECT 装置の稼働台数を比較すると前者が404台、後者が1,095台であり<sup>2)</sup>、SPECT/CT 装置が全体の30%以下と十分に普及しているとは言い難い。

一方、脳血管障害に有用な脳血流 SPECT は、被検者に適切な放射線量で放射性医薬品を投与

し、各施設が当該施設の装置を用いてメーカー推奨または各施設独自の方法で行なっている。SPECT 画像の画質は、収集条件や画像処理条件、装置などにより異なるため日本核医学技術学会が脳血流 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン<sup>3)</sup> (ガイドライン) を策定し、Hoffman 3D 脳ファントムとプールファントムを用いた画質の標準化を推進している。SPECT 装置における Hoffman 3D 脳ファントムの減弱補正は均一な吸収体と仮定した Chang 法<sup>4)</sup>で行われるが、本法は再構成画像に対して閾値による輪郭抽出をするため<sup>3)</sup>正確な減弱補正ができず標準化の妨げになっている。

本研究の目的は、臨床検査を想定した SPECT 投影データから Hoffman 3D 脳ファントムの減弱マップを作成する方法 ( $\mu$ -map of Hoffman phantom by SPECT Projection data ;  $\mu$ HSP) を考案し、その妥当性を検討することである。

### 2. 方 法

#### 2-1. 使用機器

使用した SPECT 装置は Millennium MG (GEヘルスケア・ジャパン株式会社製) であり、52×36 cm の有効視野を有している。使用コリメータは穴径1.8 mm、隔壁厚 0.18 mm、穴長 41 mm の低エネルギー用高分解能コリメータ (LEHR)

であり, コリメータ面から 10 cm の位置における総合空間分解能は 7.9 mm である。LEHR の 5 % および 15 % 貫通エネルギーは, それぞれ 176, 214 keV である。使用したファントムは Hoffman 3D 脳ファントム (Data Spectrum 社製) であり, ガイドライン<sup>3)</sup>に準拠して<sup>99m</sup>Tc 製剤を 33 MBq, <sup>123</sup>I 製剤を 9.5 MBq 封入した。

## 2-2. 収集および画像再構成条件

SPECT 収集条件は, 臨床検査<sup>5)</sup>を想定して画素サイズ 2.825 mm, 3.39 mm, 4.52 mm, 5.65 mm となる収集マトリクスサイズおよび拡大率とし, ガイドライン<sup>3)</sup>に準拠した目標画像を得るために 360度あたり 128 方向で連続反復収集を行った。エネルギーウィンドウ法による散乱線補正を考慮して<sup>99m</sup>Tc 製剤を封入したファントムの収集エネルギーウィンドウはメインウィンドウを 140 keV  $\pm$  12%, サブウィンドウを 121 keV  $\pm$  2% とし<sup>6)</sup>, 同じく <sup>123</sup>I 製剤はメインウィンドウを 159 keV  $\pm$  10%, 低エネルギー側のサブウィンドウを 139 keV  $\pm$  2%, 高エネルギー側を 181 keV  $\pm$  3% に設定した<sup>7)</sup>。

散乱線補正後の投影データに対して予め求めた総合空間分解能から理論的に求められる遮断周波数<sup>8)</sup>を用いてフィルタ次数 8 の Butterworth フィルタによる統計雑音除去を施し, フィルタ補正逆投影で画像再構成した。減弱補正は次項 2-3 に示す減弱補正マップを用いて Chang 法で行った。

## 2-3. Hoffman 3D 脳ファントムの減弱補正マップ

SPECT 収集した Hoffman 3D 脳ファントムの投影データから減弱補正マップを作成する処理方法 ( $\mu$ HSP) を Fig. 1 に示す。SPECT 収集した投影データに対してエネルギーウィンドウ法による散乱線補正を施し, サイノグラムに変換した。まず計数のある各スライスのサイノグラムに対して放射能分布外に存在するインパルスノイズ除去を目的に 3 $\times$ 3 ピクセルのメディアンフィルタ処理を行ったのち, 総計数が最大となるスライスを抽出した。次にサイノグラムの投影角ごとに放射能分布の距離を求め, 最短となる投影角を求めた。引き続き最短となる投影角およびそれに加えて投影方向数の 1/4, 1/2, 3/4 の投影角から放射能分布の中心を求め, 横断面における Hoffman 3D 脳ファントムの中心座標を算出した。最短となる

投影角が 0 度でない場合は次式を用いて横断面の中心座標を算出した。

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \dots\dots\dots (1)$$

ここで, (X, Y) は回転移動後の中心座標,  $\theta$  は放射能分布が最短となる投影角, (x, y) は 4 方向の投影角から求めた放射能分布の中心座標である。

最後に算出した中心座標から半径 10 cm の円を描き, 予め求めた Hoffman 3D 脳ファントムのそれぞれの平均線源弱係数を用いて減弱補正マップを作成した。プログラムは Cygwin DLL (version 3.6.0) とパーソナルコンピュータ (Intel (R) Core (TM) i5-4300U, 2.49 GHz, 8.00 GB memory) を用いて実装した。

## 2-4. 画像評価

各画素サイズについて減弱補正を施さないファントム画像と前項 2-3 で作成した減弱補正マップを用いて減弱補正を行った画像の 2 種類を作成した。画像の評価は %Contrast, 視床部 / 灰白質部比 (thalamus to gray matter ratio; TGR), プロファイル曲線の 3 つ方法で行った。<sup>18</sup>F-FDG とアミロイドイメージング剤を用いた脳 PET 撮像のためのファントム試験手順書<sup>9)</sup>に準拠して PETquactE<sup>10)</sup> (日本メジフィジックス株式会社) を用いて %Contrast を算出した。TGR は再構成した Hoffman 3D 脳ファントム画像の視床部および灰白質領域に Fig. 2A に示す関心領域 (region of interest; ROI) を設定し, 次式を用いて算出した。

$$TGR = \text{THL} / \text{GM} \dots\dots\dots (2)$$

ここで, THL は視床部 ROI 内平均値, GM は灰白質部 ROI 内平均値である。

Hoffman 3D 脳ファントム画像の基底核レベルの横断面に Fig. 2B に示す領域のプロファイル曲線を求め, 各画素サイズにおける減弱補正を施した画像の最大値でそれぞれ正規化した。

## 3. 結 果

<sup>99m</sup>Tc 製剤および <sup>123</sup>I 製剤を封入した Hoffman 3D 脳ファントム画像の %Contrast を Fig. 3 に示す。%Contrast は両製剤とも画素サイズに依存せず  $\mu$ HSP による減弱補正を行うことで平均 8 % 低値であった。また, <sup>123</sup>I 製剤の %Contrast は <sup>99m</sup>Tc

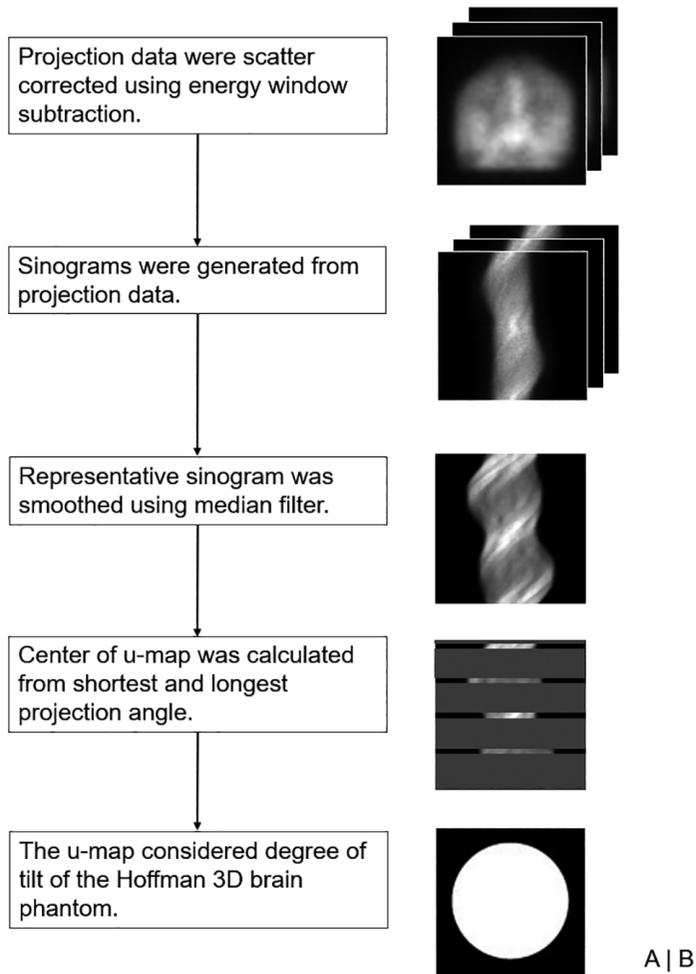


Fig. 1 SPECT 投影データを用いた減弱マップ作成法の概要 (A), 各処理過程における画像 (B)

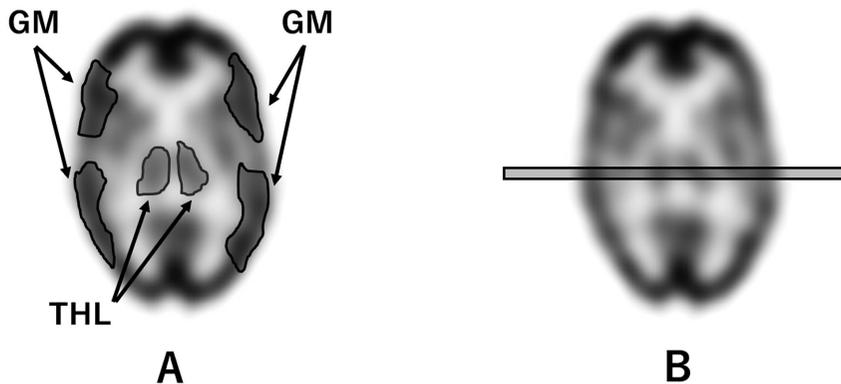


Fig. 2 SPECT 画像に設定した ROI の設定位置 (A), プロファイル曲線の設定位置 (B)

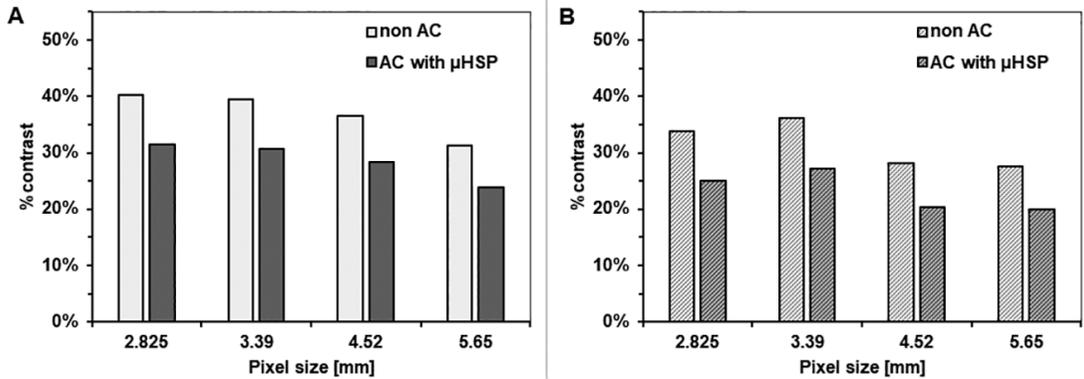


Fig. 3 各画素サイズにおける SPECT 画像の % Contrast. <sup>99m</sup>Tc 製剤を封入したファントムの % Contrast (A), <sup>123</sup>I 製剤を封入したファントムの % Contrast (B)

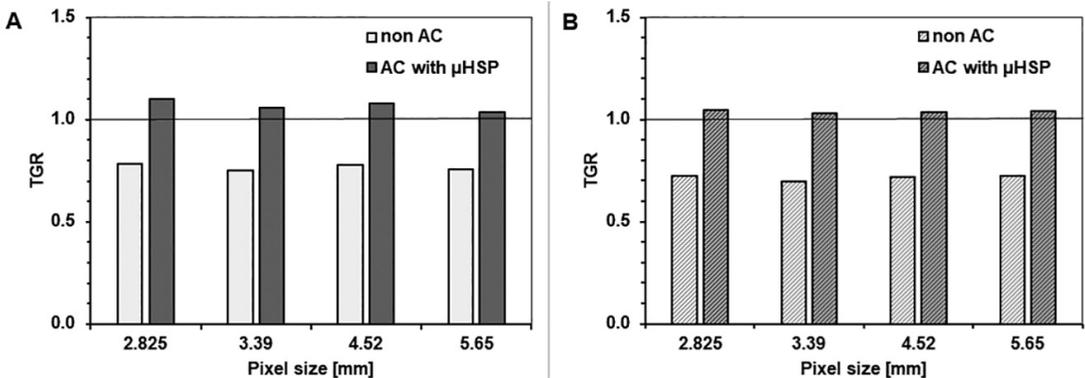


Fig. 4 各画素サイズにおける SPECT 画像の TGR. <sup>99m</sup>Tc 製剤を封入したファントムの TGR (A), <sup>123</sup>I 製剤を封入したファントムの TGR (B). (A) と (B) における横線は TGR が 1.0 を示す。

製剤と比較して平均 5% 低値であった。

<sup>99m</sup>Tc 製剤および <sup>123</sup>I 製剤を封入した Hoffman 3D 脳ファントム画像の TGR を Fig. 4 に示す。TGR は両製剤とも画素サイズに依存せず μHSP による減弱補正を行うことで約 40% 高値となった。また、製剤や画素サイズに依存せず μHSP による減弱補正を行うことで TGR は 1.0 より大きな値となった。

<sup>99m</sup>Tc 製剤および <sup>123</sup>I 製剤を封入した Hoffman 3D 脳ファントム画像における各画素サイズの x 軸方向プロファイル曲線を Fig. 5 と Fig. 6 に示す。製剤や画素サイズに依存することなく μHSP による減弱補正を行うことで 4~5 倍相対カウント値が高値となった。また、両製剤とも小さな画素サイズになるほどプロファイル曲線の起伏が大きかった。

Fig. 7 に <sup>99m</sup>Tc 製剤および <sup>123</sup>I 製剤を封入した各画素サイズの Hoffman 3D 脳ファントム画像を示す。μHSP による減弱補正を行うことで中心部分の輝度が高くなった。

#### 4. 考 察

一般に核医学装置や X 線装置などの医療機器はファントムを用いて収集処理条件を決定したり、保守管理を行ったりしている。核医学装置は機種、投与量、収集および処理条件など数多くの要因によって画質が大きく変化するため、脳血流 SPECT 撮像だけでなく複数の陽電子放射断層撮影 (PET) 撮像についても標準化が推進されている<sup>11)</sup>。

核医学装置は放射性医薬品から放出される γ 線を体外測定するため定量性改善に減弱補正が必須

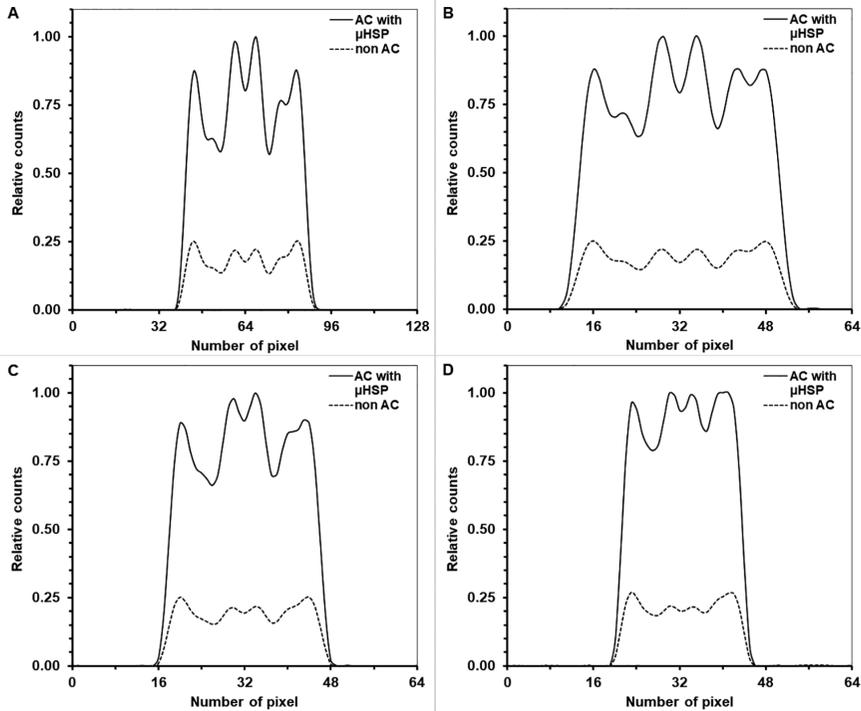


Fig. 5 各画素サイズにおける $^{99m}\text{Tc}$ 製剤を封入したファントム画像のプロファイル曲線。  
画素サイズ 2.825 mm (A), 3.39 mm (B), 4.52 mm (C) 5.65 mm (A)

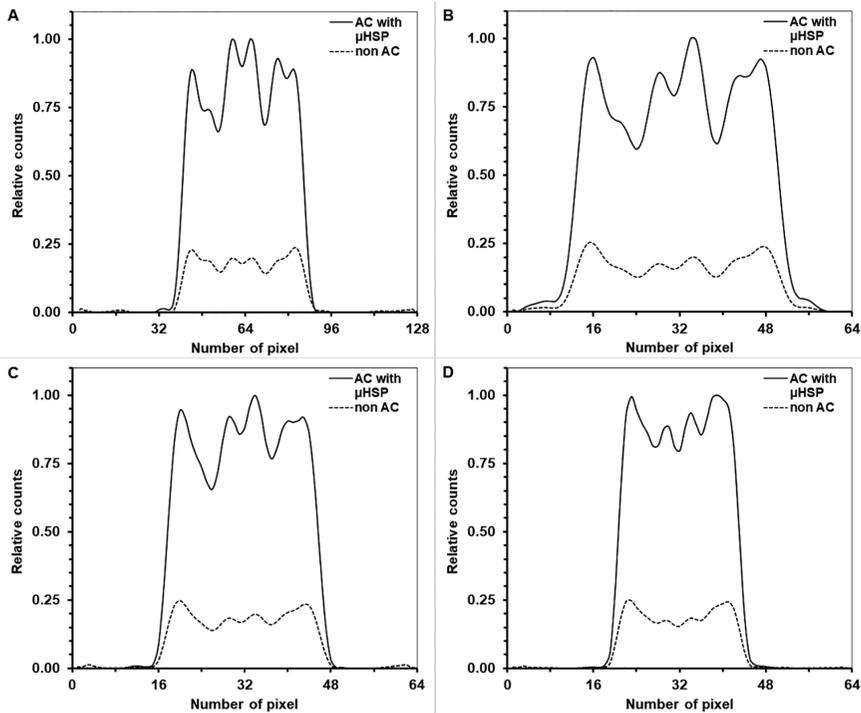


Fig. 6 各画素サイズにおける $^{123}\text{I}$ 製剤を封入したファントム画像のプロファイル曲線。  
画素サイズ 2.825 mm (A), 3.39 mm (B), 4.52 mm (C) 5.65 mm (A)

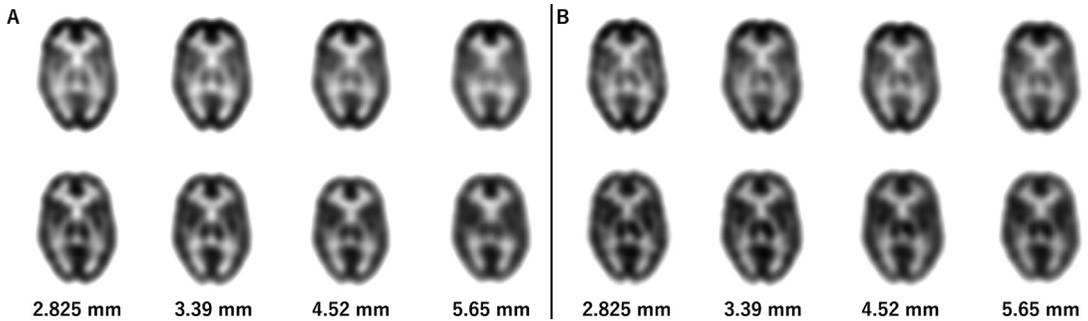


Fig. 7 各画素サイズにおける SPECT 画像の比較。減弱補正を施さない (上段) および SPECT 投影データから減弱マップを作成して減弱補正した SPECT 画像 (下段)。 $^{99m}\text{Tc}$  製剤を封入したファントムの SPECT 画像 (A),  $^{123}\text{I}$  製剤を封入したファントムの SPECT 画像 (B)。

である。精度の高い減弱補正は CT 画像を用いることで可能であるが<sup>12, 13)</sup>, PET 装置と比較して X 線 CT 組合せ型 SPECT 装置の普及率が低い<sup>2)</sup>ため本邦の脳血流 SPECT 撮像においては Chang 法が頻用されている<sup>14)</sup>。Chang 法は後補正法と呼称される減弱補正法であり, 測定した投影データから画像再構成を行った後に再構成画像に対して画素ごとに異なる補正係数を乗ずる方法である。一般に再構成された放射能分布に対して閾値処理にて減弱補正マップを作成するため, 位置ズレや被写体の構造を反映しないことが問題になることがある。Hoffman 3D 脳ファントムは外容器の輪郭を閾値法で決定することが困難であるため<sup>3)</sup>, SPECT と SPECT/CT 装置における脳血流量 SPECT 撮像の標準化の妨げになっている。本研究では脳血流 SPECT 撮像の標準化推進を目的として SPECT 投影データから Hoffman 3D 脳ファントムの減弱補正マップを作成する方法を考案し, 臨床検査を想定した複数の収集条件で妥当性を検討した。

Hoffman 3D 脳ファントムは円筒型の外容器に脳実質を模擬した円形のポリカーボネート板が積層された構造である。このポリカーボネート板の中心座標を収集データから求めることができれば, Hoffman 3D 脳ファントムの設計図を参考にして減弱補正マップを作成することができ, SPECT 専用機においても Chang 法にて減弱補正が可能である。サイノグラムは横軸に検出器の位置, 縦軸に角度をとり各角度で収集した投影を 2 次元で表現した画像であるため, 再構成画像や投影データでは算出困難なポリカーボネート板

の中心座標を求めることが可能であると考えられる。Hoffman 3D 脳ファントムの脳実質は楕円形であるため前後方向に投影した場合が最も短く, かつ左右方向に投影した場合が最も長い放射能分布になる特徴を有している<sup>9)</sup>。本法はこの特徴をサイノグラムから求め, 脳実質を模擬したポリカーボネート板の中心座標から Hoffman 3D 脳ファントムの減弱補正マップの作成を試みた。ガイドラインは比較画像と目標画像を同日に連続して収集することを前提としているため, 目標画像を得るために収集した投影データから減弱補正マップを作成し高い精度の減弱補正を行うことができれば, 比較画像に対しても同等の精度で減弱補正できると考える。

$^{99m}\text{Tc}$  製剤および  $^{123}\text{I}$  製剤を封入した Hoffman 3D 脳ファントムの %Contrast は両製剤とも減弱補正を施すことで低値を示した (Fig. 3)。減弱補正を施すことで辺縁 (灰白質相当部分) よりも深部 (白質相当部分) の画素値がより多く増加したため, %Contrast が低下したと考えられる。また  $^{123}\text{I}$  製剤の %Contrast が  $^{99m}\text{Tc}$  製剤と比較して 5% 程度低値を示したのはペネトレーションの影響と考えられ,  $^{123}\text{I}$  製剤は LEHR 以外のコリメータが適していると考えられた<sup>15)</sup>。一方, 本研究の %Contrast はガイドラインのボトムラインである 90% と比して 1/3 から 1/4 低値であった。ガイドラインは当該装置で収集された目標画像に対する %Contrast であるが, 本研究ではデジタルファントムに対する %Contrast を算出したため低値を示したと考えられる。真の標準化推進のためには ROI テンプレートの公開もさることながらデジ

タルファントム（理論値）に対する%Contrastでボトムラインを設定することが望まれる。

$^{99m}\text{Tc}$  製剤および  $^{123}\text{I}$  製剤を封入した Hoffman 3D 脳ファントムの TGR は両製剤とも減弱補正を施すことで 1.0 以上の値となった (Fig. 4)。TGR はファントムの中心と辺縁部分の比を取る指標であり、減弱補正が正確に施された場合には 1.0 となる。本研究で 1.0 以上の値を示したのは Hoffman 3D 脳ファントムの構造を如実に反映したと考えられ、灰白質部が部分容積効果の影響を受けて ROI 内平均値を過小評価し (Fig. 5, 6), TGR が 1.0 以上の値になったと考えられる。

$^{99m}\text{Tc}$  製剤および  $^{123}\text{I}$  製剤を封入した Hoffman 3D 脳ファントム画像のプロファイル曲線は減弱補正を行うことで 4 から 5 倍画素値が上昇した (Fig. 5, 6)。 $^{99m}\text{Tc}$  製剤および  $^{123}\text{I}$  製剤を封入した Hoffman 3D 脳ファントムの平均線減弱係数は、それぞれ  $0.166$  と  $0.160\text{ cm}^{-1}$  であるため、ファントム直径を考慮すると適切に補正できていると考えられる。また両製剤とも画素サイズが大きくなるほどプロファイル曲線の起伏が小さくなったのは、部分容積効果の影響であると考えられる。加えて、両製剤いずれの画素サイズにおいてもプロファイル曲線は、ほぼ左右対称かつファントム辺縁の相対カウントも同程度でありポリカーボネート板の中心座標を高い精度で求めることができていると考えられた。視覚的評価においても視床部、すなわちファントム中心部の描出が明瞭となり (Fig. 7), TGR およびプロファイル曲線を反映した結果であった。

ガイドラインは  $^{18}\text{F-FDG}$  とアミロイドイメージング剤を用いた脳 PET 撮像のためのファントム試験手順書<sup>9)</sup>と異なり、Hoffman 3D 脳ファントムの配置について明記していない。本法はファントムの外容器が円筒型であると仮定して、あるスライスから算出した中心座標を他のスライスにも適用して減弱補正マップを作成している。ゆえに本法は、各スライスで中心座標が異なるピッチング（縦揺れ）やヨーイング（片揺れ）の傾きには対応できないため、ガイドラインで示される画像が得られるようにポリカーボネート板と横断面を水平に配置しなければ高い精度の減弱補正を行うことができない。中心座標の位置ズレは中心座

標を算出したスライスから段階的に生じると考えるが、仮に 1 cm の位置ズレがあれば平均線減弱係数から約 15% の誤差となるためファントムの配置は慎重に行う必要があると考える。

SPECT 装置は放射性医薬品を用いることで生体組織の機能情報を 3 次元的に画像化することのできる極めて有用な画像診断機器であるが、定期的な保守管理に加えて収集、画像処理および表示条件などを最適化しなければその有用性を十二分に発揮することができない。脳血流 SPECT 撮像における画質や定量性に起因する要素は数多くあるが<sup>3)</sup>、本法を用いて脳血流 SPECT 画像の画質検証が実施され、SPECT および SPECT/CT 装置の標準化が促進されることを期待する。

## 5. 結 論

SPECT 専用機で収集された投影データから Hoffman 3D 脳ファントムの減弱補正マップを作成する方法 ( $\mu\text{HSP}$ ) を考案し、その妥当性を検討した。臨床検査を想定した SPECT 収集条件において  $^{99m}\text{Tc}$  製剤および  $^{123}\text{I}$  製剤ともに十分に高い精度で減弱補正マップを作成することが可能であった。閾値による輪郭決定しかできない SPECT 専用機においても脳血流 SPECT の画質を検証する Hoffman 3D 脳ファントムの減弱補正を行うことが可能であり、有用な方法であると考えられた。SPECT/CT 装置に加えて SPECT 専用機でも脳血流 SPECT 撮像の画質検証が可能であるため、今後益々脳血流 SPECT 撮像の標準化が推進されると示唆された。

## 6. 謝 辞

本稿を終えるにあたり、多くのご協力をいただいた京都医療科学大学医療科学部放射線技術学科の今井あいみ氏、中西有里氏に心から感謝申し上げます。

なお、本研究の要旨は、第 39 回日本核医学技術学会総会学術大会（2019 年、愛媛）にて発表した。

## 7. 利益相反

筆頭著者および共著者全員が開示すべき利益相反はない。

## 8. 引用文献

- 1) (公社) 日本アイソトープ協会医学・薬学部会  
全国核医学診療実態調査専門委員会：第8回全国  
核医学診療実態調査報告書. RADIOISOTOPES,  
**67**(7) : 339-387, 2018
- 2) (株)エム・イー振興協会：月刊新医療, **47**(3) :  
121-133, 大日本印刷株式会社, 2020
- 3) 日本核医学技術学会 SPECT 標準化委員会：脳血  
流 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン  
1.0. 核医学技術学, **37**(4) : 505-516, 2017
- 4) Chang LT: A method for attenuation correction in  
radionuclide computed tomography. IEEE Trans  
Nucl Sci, **25** (1): 638-643, 1978
- 5) 第12回 GE ガンマユーザーミーティング in 関西：  
第12回関西 GE ユーザー会—脳 SPECT 条件一覧  
—, 2018年6月23日
- 6) 篠原広行, 長谷部伸, 内山勝弘, 他：解析的  
SPECT 画像再構成法の比較—脳血流 SPECT に  
関して—, Med Imag Tech, **15**(1) : 14-26, 1997
- 7) 山永隆史, 片山 豊, 中間翔太, 他：<sup>123</sup>I-IMP 脳  
血流 SPECT における視野外ペネトレーションの  
散乱線補正に関する検討—シミュレーション法  
とマルチウィンド法の比較—, 日放技学誌, **73**  
(10) : 1028-1038, 2017
- 8) 日本核医学技術学会：新核医学技術総論 [基礎  
編], 第1版 : 237-239, 山代印刷, 2020
- 9) 日本核医学会・PET 核医学委員会：<sup>18</sup>F-FDG とア  
ミロイドイメージング剤を用いた脳 PET 撮像のた  
めのファントム試験手順書第4版 (2018/10/31版) .  
[http://jsnm.sakura.ne.jp/wp\\_jsnm/wp-content/  
themes/theme\\_jsnm/doc/Dementia\\_Phantom-  
Test\\_20181031.pdf](http://jsnm.sakura.ne.jp/wp_jsnm/wp-content/themes/theme_jsnm/doc/Dementia_Phantom-Test_20181031.pdf) (Accessed April 25, 2020)
- 10) 松本圭一, 大崎洋充, 辻 寿二, 他：PET 撮像  
施設認証における脳 PET 撮像のためのファン  
トム試験解析ソフトウェアの開発. 核医学, **55**  
(Supplement) : S208, 2018
- 11) 日本核医学会・PET 撮像施設認証制度委員会：  
日本核医学会による PET 撮像施設認証の概要  
(2019/9/1版). [http://jsnm.sakura.ne.jp/wp\\_jsnm/  
wp-content/themes/theme\\_jsnm/doc/JPEQj\\_  
Overview\\_20190901.pdf](http://jsnm.sakura.ne.jp/wp_jsnm/wp-content/themes/theme_jsnm/doc/JPEQj_Overview_20190901.pdf) (Accessed April 25, 2020)
- 12) Hayashi M, Deguchi J, Utsunomiya K, et al:  
Comparison of methods of attenuation and scatter  
correction in brain perfusion SPECT. J Nucl Med  
Technol, **33** (4): 224-229, 2005
- 13) Ishii K, Hanaoka K, Okada M, et al: Impact of CT  
attenuation correction by SPECT/CT in brain perfusion  
images. Ann Nucl Med, **26** (3): 241-247, 2012
- 14) 仁井田秀治, 大屋信義, 片渕哲郎, 他：核医学診  
療の実態と画像の収集・処理・表示・出力の標  
準化に関するアンケート調査報告. 核医学技術,  
**24**(2) : 95-118, 2004
- 15) Larsson A, Mo SJ, Ljungberg M, et al: Dopamine  
D2 receptor SPECT with <sup>123</sup>I-IBZM: evaluation of  
collimator and post-filtering when using model-based  
compensation—a Monte Carlo study. Phys Med Biol,  
**55** (7): 1971-1988, 2010